

(19) Japan Patent Office (JP)

(11) Public Disclosed Patent
Application No.

(12) Public Disclosed Patent (A)

Tokkaihei 4-144533

(43) Date of disclosure: May 19, 1992

(51) Int. Cl.5	Classification No.	In-house control No.	FI	Technical note
A 61 B	1/00	Z	8117-4C	
	5/14	300 A	8932-4C	
		300 Z	8932-4C#	

Screening claim: none Total claims 1 (total 15 pages)

(54) Name of invention	Endoscope	
	(21) Application No.	Tokuganhei 2-268866
	(22) Application date	October 5, 1990
(72) Inventor	Hideyiki Yasuda	
	Olympus Optical Co., Ltd.	
	2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(72) Inventor	Yasuhiro Ueda	
	Olympus Optical Co., Ltd.	
	2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(72) Inventor	Takao Tabata	
	Olympus Optical Co., Ltd.	
	2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(71) Applicant	000000376	
	Olympus Optical Co., Ltd.	
	2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo	
(74) Representative	Patent attorney	Atsushi Tsuboi and other two persons

Continue on the last page

Statements of claims

1. Invention name

Endoscope

2. Scopes of patent claims

The endoscope that includes the capsule housing, the observing means, the first means to selectively generate inertia on different directions on the housing, the second means to generate inertia from the first means and switch the inertia direction, the third means to receive signal to control the second means, the fourth means to transmit telemetry of image signal from the observing means above and signal to the third means, and used by floating the housing above in non-gravity space or minor gravity space.

3. Detailed descriptions of the invention

[Application area and industries]

This invention is related to the endoscope used in minor or no gravity space.

[Conventional technology]

The endoscope to observe internal

surfaces of the body cavity, engine, pipe and others have been developed and being applied in various proposals.

However, the conventional endoscope is proposed to use on Earth. Therefore, it is affected by gravitation force, and requires large manipulating power to change view direction or moving direction through remote control. Therefore, it is necessary to have a large driving power unit and operation system. In addition, the structure is complicated and of large size.

[Topics of solution in this invention]

However, now we have further opportunity to live in space through rockets or spacecraft. In space, it is vital to inspect human bodies and equipment as well.

In this instance, the gravity will be lower the larger distance from the Earth's surface, and reach almost non-gravity environment on the final stage. Operation of endoscope in such environment must be discussed under idea different from conventional thoughts.

But no endoscope has ever been manufactured.

This invention is aimed at topics above. Its target is the endoscope that is easy to inspect, lower in penetration impact and larger in observation scope that can be used in minor gravity or non-gravity space.

[Means and action to solution of the topics]

In order to solve the topics above, the following shall be established. That is, the endoscope that includes the capsule housing, the observing means, the first means to selectively generate inertia on different directions on the housing, the second means to generate inertia from the first means and switch the inertia direction, the third means to receive signal to control the second means, the fourth means to transmit telemetry of image signal from the observing means above and signal to the third means, and used by floating the housing above in non-gravity space or minor gravity space.

[Application example]

Figure 1 to figure 3 show the first application example in this invention.

In figure 1, 1 is the endoscope housing where the front wall tip and rear wall tip is sphere, the central trunk is cylindrical capsule shape. The inside of housing 1 includes various parts that will be mentioned later. Next, the endoscope shall float independently in minor gravity or non-gravity space.

The tip wall center of 1 is equipped with the objective lens 2 as the observing means. Inside of the objective lens 2 has a solid image sensor e.g. CCD 3. The CCD 3 has CCD driving circuit 5 that is controlled by the controller 4. Next, CCD 3 has observing means to convert viewfinder image to image signal through the objective lens 2. This signal will be transmitted to the receiver 7 outside of the body through image transmitter 6. Signal received by the external receiver 7 will be converted into image signal through

photographing circuit 8 to display the image of the body inside on the monitor 9.

In addition, the tip wall of the housing 1 has LED 11 as illuminating means on top and bottom of the objective lens 2.

Furthermore, the rear tip of the housing 1 has many nozzles 12 directed in inclination to rear end under a constant spacing. Each nozzle 12 is connected to tank 14 by means of individual valve 9. The tank is filled with compressed air. Each valve 9 will open or close under signal from the valve controller 16 that is operated through the receiver 15. The receiver will move under signal from the transmitter 17 outside the body.

Telemetric transmission of signal from the image transmitter 6 to the receiver 7 outside the body, or from the outside transmitter 17 to the receiver 15 will be under controllable environment e.g. wireless or ultrasonic wave. In addition, power supply for CCD driving circuit 5, LED 11, valves 9, receiver 15, valve controller 16 and others will be given from the battery (rechargeable) 13.

Furthermore, it is shown in figure 1 that the tank 14 is located in the center of the housing 14. There are image transmitter 6 and controller 4 on the tip of tank 14 of the housing 1. The top of the transmitter and controller is located power supply 13. In addition, the receiver 15 is on the rear inside of the housing 1.

Next, we will describe about performance of the endoscope. In minor gravity or non-gravity space, the housing 1 will float in the body. In this state, we will change position or move the housing 1 by manipulating with telemetric signal of the transmitter outside the body 17 to the receiver 15 in the endoscope. Valve controller 16 will repeat opening angle of valve 9 instantaneously based on signal arriving at the receiver 15. Therefore, compressed air in tank 14 will be released discretely. Reaction force when compressed air is instantaneously released from nozzle 12 will give inertia

(propelling force) to the housing 1. Next, cruising with inertia or change in direction and distance of the housing 1 will relate with jet direction from nozzle 12. That is, we can change both position and direction of the housing 1. Furthermore, figure 3 shows relationship of pulse driving signal, valve release angle (release time of compressed air) and moving distance of the housing 1.

Therefore, this endoscope can change direction and location through movement of the housing 1 in minor gravity or non-gravity space. That is, it is simple to inspect with low penetration and larger inspection scope.

Furthermore, the outside of the housing 1 will have various distance measuring sensors. If the housing moves with inertia, the sensors will measure distance from the housing 1 to the wall to facilitate position monitoring. In addition, sensors on the top-bottom and the left-right of the side view of the housing 1 will evaluate change of distance from the wall, and maintain the position without any change, or find direction and position of the housing 1 from data of change, and can give counter-attack inertia in reverse direction etc.

Figure 4 and figure 5 show the second application example of the invention. In this example, piezoelectric sensor 21 to emit ultrasonic wave is installed on the rear end as well as the top-bottom and the left-right position on the back end of the housing 1. The oscillated ultrasonic wave will give inertia (propulsive force) to the housing 1. In addition, the housing 1 inside has a piezoelectric sensor driving circuit 22 that is operated by signal from the receiver 15 and will drive the piezoelectric sensor 21 selectively. In the example 2, ultrasonic wave will drive and control position of the housing 1. Other compositions and functions are identical to those in the first example.

Figure 6 and figure 7 show the third application example of this invention. In this example, fan 25 is installed on 3 directions and rear position on the back side of the housing 1. The fan 25 will be driven by motor 26. In addition, the housing 1 inside has a motor driving circuit 27 that is manipulated with signal being

received through the receiver 15.

In this example, selective driving of fan 25 will stir and spray the ambient fluid. In contrast, the housing 1 will be controlled for direction and position by means of the fluid. Other compositions and performances are identical to those in example 1.

Figure 8 to figure 9 are the fourth application example of this invention. In this invention, cable 31 made of flexible tube stretches out of the rear end of the housing 1. The cable 31 contains energy transmission line 32 and pressurizing tube 33 that penetrates through. The energy line 32 will connect the energy controller 34 in the housing 1 and the external power supply 35 outside the body. Pressurizing tube 33 will connect reserve tank 36 in the housing 1 with the pump 37 that is outside the body. Furthermore, the outer surface of the housing 1 has various nozzles 38 with different directions or position. For instance, the relatively front of the top-bottom and left-right position of the housing 1 has nozzle 38 on vertical direction, the relatively rear surface has various nozzles 38 on inclining outward direction at equal angular spacing. Next, the nozzle 38 connects with the reserve tank 36 by means of each solenoid valve 39. The reserve tank 36 is usually fed with pressurized fluid from the external pump 37 through the pressurizing tube above. The solenoid valve 39 will be selectively opened by the valve controller 40 on the housing 1 as well. In addition, the valve controller 40 is manipulated by signal being received by the receiver 15. Other compositions will be identical with those of examples above.

In this example, specified solenoid valve 39 is released as desired through the valve controller 40 that is manipulated with signal in the receiver 15, pressurized fluid from the reserve tank will be fed to the nozzle respectively. Next, reaction force at this moment will give propulsive force and position control to the housing 1. In addition, energy to each part will be received from the body outside power supply 35 through the energy transmission line 32 and arrive at the energy controller 34. Other functions will be identical to those in example 1.

Furthermore, the endoscope can be controlled for direction and position with inertia from magnetic force. That is, the housing will be magnetic substance that floats in magnetic field. When the magnetic field is changed in 3-dimensions, specific inertia will be given to the housing 1.

Figure 10 to figure 13 show the fifth application example in this invention. In this example, the unit is self-crawling inspection device in artery as the medical micro-robot. That is, there are many capsules 41, 42, 43 in one row as shown in figure 10. The tip of the front capsule or housing 41a has the ultrasonic photographing sensor 44 with two dimensional viewfinder in the forward direction. The circumferential surface of capsule 42 on the middle will have the ultrasonic sensor 45 to take ultrasonic layering image on the cross-section of the artery 46. Next, capsule 43 on the last end has a telemetric function part. In addition, cable 47 for collecting image is led from the rear tip of the capsule 43.

Furthermore, various self-cruising legs 48 are located at constant angular spacing on the circumference so as to stretch out to the inclining forward direction of the circumference on the front of the front capsule 41. The self-cruising legs 48 has electro-conductive layer 52 with relatively large resistance for thermoelectric of band member 51 that is formed with dual directional shape memory alloy as shown in figure 12 or figure 13. The conductive layer 52 can be formed with nickel that keeps loop shape by linking from one end to the other parallel end 52a, 52a. In addition, the part 52a, 52a will be thinner step by step from the one end to the other end. Furthermore, both surfaces of the conductive layer 52 will be coated with electrical insulating film 53. Next, the thinner end of part 52a, 52a on the layer 52 will be folded and bended and fixed on the capsule 41 on the front end as shown in figure 11 ①. To motivate the self-cruising legs 48, the conductive layer 52 will be fed with power supply to heat under electrical resistance. Therefore, the

tip of conductive layer 52 will be heated to high temperature. At first, the tip A will bend as shown in figure 11 ②. Next, heating will continue and part B will bend as shown in figure 11 ③. By bending from point A to B, the self-cruising legs will kick back. In addition, after kicking of the legs 48, natural culling will recover state in figure 11 ④ if power supply is interrupted. Furthermore, if part 51 is made of one-directional shape memory alloy, elastic recovery force of parts 51 and insulating film 53 will return state in figure 11 ④ after stopping the power supply.

Therefore, if the self-crawling inspection unit in the artery is kicked by various self-cruising legs 48 in capsule 41 on its tip, the self-cruising legs 48 will kick the artery wall 46 to the back, and move the capsule 41 forward. Next, ultrasonic photographing sensor 41 in the front capsule 41 will observe 2-dimensional image on the front, and will get ultrasonic layering image of cross-section of the artery by using the ultrasonic sensor in the middle capsule 42. Next, these manipulations or observing data will be processed by telemetric function of the capsule 3 on the back. These data will be collected by placing cable 47.

Furthermore, in case the self-cruising legs 48 cannot kick, the legs 48 will stretch forward in inclining position so that the tip will touch with the internal wall of the artery 46, and will hold capsules 41, 42 and 43.

This type of self-crawling inspection unit has simple structure and is precise; it is applicable with artery, vein and other fine pipe or duct. In addition, structure of the self-cruising legs can be different from those above. It can be made of bimetal materials as shown in figure 14 to figure 16. That is, nickel layer 56 for thermoelectric heating loop will be placed on one side of the resin band 55. The nickel layer 56 will be coated with electric insulating film 57. However, when the nickel layer 56 is heated from power supply, straight part in figure 14 ① will bend as in figure 14 ②. That is, jumping action can be gained.

In addition, stopping power supply above will recover the material to shape as in the figure 14 ④. That is, microscale of the self-cruising legs 48 will give rapid response.

In addition, bimorph piezoelectric device can be used as the self-cruising leg. For instance, figure 17 and figure 18 show such application. In this example, one side of the bimorph piezoelectric device 58 will have various legs 59 in inclining direction to the rear with some spacing. In general, it is as shown in figure 17. However, by repeating the bimorph piezoelectric device 58 with curve in figure 18 and figure 19, each leg 59 will be vibrated. Therefore, this motion will move the capsule backward or forward like a crawling cat.

Figure 20 shows the sixth application example of this invention. This example is related to medical micro-robot of self-crawling inspection unit inside intestine. That is, various capsules 61, 62, 63 are linked in one row. The tip of the housing 61a of the front capsule 61 has objective lens to observe on the front, and image will be recorded with a photographing sensor inside (not shown in the figure). In addition, the vicinity of the objective lens 64 contains illuminating window 65 and tool penetrating hole (not shown in the figure). The middle capsule 62 will fill the sampling specimen. Its front tip will have various holes 66 to collect specimen. That is, the specimen will be sucked and collected. On the back capsule 63, there is a telemetric unit.

Furthermore, the bottom surface of front capsule 61 that is on the rear end will be a self-cruising leg 67 for moving forward. The lower surface of the last capsule 63 will have a self-cruising leg 68 for driving backward. The self-cruising legs 67, 68 can be any types as mentioned above. However, the forward and backward mechanism will have reverse kicking direction.

Therefore, if kicking motion of self-cruising legs 67 on capsule in this self-crawling

inspection unit for intestine is applied, the capsule 61, 62, 63 will move forward. By kicking with the self-cruising leg 68 on the rear capsule 63, the capsules 61, 62, 63 will move backward. In addition, illumination in the front capsule will project to facilitate observation, and data processing will be made through manipulator 69 from the hole of processing unit. In figure 20, snare wire 70 will be used to cut off polyps 71. The middle capsule 62 will suck and collect specimen, and collect out. Next, these manipulations and observation data will be processed through telemetric function of the rear capsule 63. In addition, since the self-cruising leg 68 for retreat is installed, it is unnecessary to install cable for collection of those data.

Figure 21 shows the seventh application example of this invention. In this example, it shows the self-crawling inspection unit for intestine as the medical micro-robot. That is, this unit contains two front and back capsules 72, 73 that are linked. Tip of the housing 72a of the front capsule 72 has objective lens to observe front view. Its photograph will be recorded with the photographing sensor inside that is not shown in the figure. In addition, vicinity of the objective lens 74 will have illuminating window 75 and tool hole (not shown in the figure). The circumference of housing 73a of the rear capsule 73 will have ultrasonic sensor 76 to collect ultrasonic layering image of the tissues. In addition, the back of capsule 73 will be hole for intake and outtake of water. Next, at least one of the two capsules 72, 73 will have the telemetric unit.

Furthermore, the lower surface of capsule 72 on the front will have various position-holding legs 78. The position-holding legs 78 will expand outward to stop the capsule 72 as required position. The legs 78 can be either of those mentioned above. Vicinity of the rear capsule will be balloon 79 that will inflate to touch with the intestinal wall 80.

Therefore, capsule 72, 73 of the self-crawling inspection unit for intestine will be inserted through peristaltic movement of the intestine 80.

In addition, information on the manipulations and observations will be processed with the telemetric function above.

Figure 22 shows the eighth application example of this invention. In this example, it is related with self-crawling capsule for cavity of fine artery 81 as the medical micro-robot. That is, the self-crawling capsule 81 will have flexible slant housing 82. The tip of the slant housing 82 will have observing objective lens 83a and illuminating window 83a. In addition, on many locations of the circumference of the slant housing 82 with some front and back spacing will have the self-cruising leg 84 as mentioned above. Next, by activating the self-cruising leg 84, the slant housing 82 will move inside the fine artery through self-crawling. In addition, the rear end of the self-crawling capsule will have flexible cable 86. The cable will transmit illumination, photography image signal (or optic image) and others to the outside.

Next, if the unit is inserted in to the urinary duct 87, the self-crawling capsule 81 will enter the duct 87 through channel 89 of the endoscope 88. If the unit is manipulated to crawl after entering the duct, it will move autonomously within such urinary duct.

Figure 23 to figure 26 show the micro-robot to stay a long time in the body for internal healing. In figure 23, two biological micro-robots, that is, blood collecting robot 91 and bone curing robot 92 will be shown. The blood collecting robot 91 will collect blood of the patient and analyze compositions. The bone healing robot 92 will use the compositions to synthesize bone matter to cure the patient effectively.

In practice, the two robots 91, 92 have capsule housings 91a, 92a with propulsion unit 95 with position control jet opening 94 and forward jet opening 93. Furthermore, the capsule 91a, 92a will have illuminating window 96 and observing window 97 to observe inside the body.

Observation data and jet control data of the jet openings 93, 94 will be controlled by commands from the external manipulation units 98, 99 outside the body by means of telemetry function in the capsule housing 91a, 92a. In blood collection robot 91, needle shape blood collecting manipulator 101 is installed on the tip. And the capsule housing 91a has blood storage tank 102, and composition separating unit 103. The propulsion unit 95 and the blood collecting manipulator 101 will be manipulated by telemetric transmission media in the external manipulation unit 98 e.g. wireless signal. The composition separating unit 103 will separate compositions of blood e.g. calcium, phosphorus, oxygen etc.

Bone healing robot 92 has manipulator for bone removal 104, bone curing manipulator 150, and artificial bone outlet 106. The capsule housing 92a in the bone healing robot 92 will have the artificial bone release unit 108 that includes bone synthesis unit 107 and pump or others. Propulsion unit 95, bone removing manipulator 105 will be manipulated by means of telemetric transmission at the manipulation unit 99 outside the body. The bone synthesis unit 107 will create calcium phosphate matter from the separated substances above.

Composition separating unit 103 and bond synthesis unit 107 of bone healing robot 92 of blood collecting robot 91 will be linked with substance conveying pipe 109.

The system block diagram of blood collecting robot 91 and bone healing robot 92 is shown in figure 24.

Therefore, the blood collecting robot 91 and the bone healing robot 92 will be left for a long time in the body to collect blood from the artery 100 of the patient by means of the blood collecting robot 91. At the same time, necessary compositions in the blood will be separated, fed to the bone synthesis unit 107 of the bone healing robot 92, to synthesize artificial bone as necessary. In addition, the bone healing robot 92 will

cut injured bone 110 of the patient with the bone removing manipulator 104, and the bone binding manipulator 105 will heal the affected zone with artificial bone from the artificial bone outlet unit 108.

Power supply of the robot 91, 92 is also obtained in the body. The first means is shown in figure 25. That is, the composition separating unit 111 of the blood collecting robot 92 will separate glucose ($C_6H_{12}O_6$) and oxygen (O_2) from collected blood, and store in tank 112, 113, respectively. Next, if energy is required, the compositions will be oxidized with the oxidizing decomposition unit 114 to give electric power. The electric energy may drive motor 115 and others to manipulate the propulsion unit 116. Therefore, energy source will be obtained in the body, and it is unnecessary to obtain outside. That is, the robots will be installed inside the body for a long time.

In addition, power source in the body can be internal combustion system. Figure 26 shows an example in this instance. That is, the composition separating unit 121 to separate oxygen from the blood and the oxygen storage tank 122 will be installed. In addition, the composition separating unit 123 will separate methane gas from stool, and the methane storage tank 124 will be provided. Oxygen and methane gas will burn to motivate the internal combustion engine 125. Therefore, in case energy is required, the internal combustion engine 125 will be activated to burn methane gas and emit heat energy. Therefore, it can drive the propulsion unit 126 and others.

Furthermore, the example above is related to bone curing, but healing of artery is also applied similarly. Figure 27 shows artery healing robot 130 in this instance. The blood collecting robot 131 is similar to those mentioned above.

The artery healing robot 130 will have handle of artificial sheet 132, sheet manipulator 133, mending needle manipulator 134, outlet

opening 136 of protein thread 135, outlet opening 137 of artificial sheet (protein film) and others on the capsule housing 130a. In addition, it will have illuminating window 138 and observing window 139. Next, the capsule housing 130a will have the propulsion unit that includes forward jet opening 141 and position control jet opening 142.

Furthermore, the inside of the capsule housing 130a will have protein film synthesis unit 145 to produce protein by using compositions from the blood collecting robot 131 through transportation pipe 143, protein film outlet pump 146, protein thread synthesis unit 147, and protein thread pump 148 as shown in figure 28.

Therefore, the blood collecting robot will separate protein from collected blood. In robot for artery healing, the protein will be fed to synthesize artificial sheet 132 and protein 135 as protein film, and feed out by pump 146, 148 as necessary. These motions will be controlled by means of telemetric transmission e.g. use of wireless signal.

The artery healing robot 130 will heal the duct by using sheet manipulator 133 and mending needle manipulator 134 to sew artificial sheet 132 on blood duct e.g. artery or vein. Therefore, consumable material of artificial sheet 132 and protein thread 135 will be available in the body and supply from the outside is unnecessary. Therefore, the robot can operate in the body for a long time. By the way, energy source will be as mentioned above.

Figure 29 to figure 31 show another type of medical robot inside the body. That is, this medical robot will have various separated micro-robots 151, 152, 153. The outside of each robot 151, 152, 153 will have cruising legs 154 as mentioned before. By manipulating the cruising leg 154, the robot will move inside the artery cavity independently. The cruising leg can be rigid hair inclining on ring type piezoelectric sensor array

on the circumference of the micro-robot housing. The legs will move forward or backward based on vibration pattern of the piezoelectric sensor. In addition, the self-cruising legs as mentioned before can be applied as well.

In addition, the micro-robot 151, 152, 153 will have receiver 155 for telemetric transmission, and driving circuit 156 for cruising leg 154. Furthermore, the first micro-robot 151 will be equipped with illuminating means 157 from LED etc., observing means 160 from objective lens 158, photographing sensor 159 or others, transmitter 161 and inductive unit 162. Photography signal from the photographing sensor 159 will be transmitted to the receiver by means of the transmitter 161. In addition, inductive unit 162 will transmit inductive signal by generating electromagnetic wave to micro-robot 152, 153, which will be mentioned later. The second micro-robot 152 will have chamber 164 to contain the manipulator 163 for processing in the body, driving motor to control the manipulator 163, open-close cover of ports of chamber 164 and others. The third micro-robot 153 will have power supply 169 and others. Next, these micro-robots 151, 152, 153 will be normally isolated and move in the body cavity through wireless signal and others from the external control means. However, it is shown in figure 30 that they can be linked in a single body (comprehensive unit). Next, they can exchange energy and signal.

Therefore, the practical application example is given in figure 31. That is, the inclining bond edge will have three-dividing electromagnet 171 whose polarity is reverse to those of the pair. Therefore, the position will never distort during docking. Next, bond edges on both sides will have extruding connector 172 for electric signal, LED 173, and power supply connector 174. On bond edges on the rear are concave connector 175, 176, 177, respectively. Electric signal transmitting connector 172 will connect each driving circuit. The electric connector 174 will connect each power supply. In addition, concave connector 176 has optical receiving sensor 178. LED 173 and optical

receiving sensor 178 will give accurate position by matching the axial lines when micro-robot 152, 153 on the back are at approaching distance through inductive signal of micro-robots 151, 152 on the front.

Therefore, when these are used, the micro-robots 151, 152, 153 will go out of intake of the target body cavity 183 e.g. urinary duct, by passing channel 182 of the endoscope 181. Next, the initial micro-robot 151 will be fed to the target body cavity 183 by means of remote control, and allowed to crawl to advance automatically. Here, the micro-robot will examine affected zone, and deliver the next micro-robot 152 that matches with healing purpose. Furthermore, if healing time is extended, micro-robot 153 will be delivered to supply large amount of energy or power source.

Furthermore, figure 32 and figure 33 show another format of the micro-robot. In figure 32, the micro-robot also contains ultrasonic oscillator 194 for observing and cruising, and driving motor 195. In figure 33, the micro-robot 196 has injection needle 197, and the linking micro-robot 198 has medicine tank 199.

[Effects of invention]

The endoscope as described above will be proper to use at minor gravity or non-gravity space while simplicity of inspection, low penetration, and larger inspection scope will be expected.

4. Brief explanations of drawings

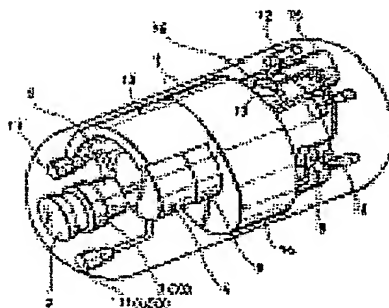
Figure 1 to figure 3 show the first application example in this invention. Figure 1 shows outlines perspective view of the endoscope in this invention. Figure 2 shows the block diagram, and figure 3 the time chart during driving time. Figure 4 shows outlines of perspective view of the second application example of endoscope in this invention. Figure 5 shows its block diagram. Figure 6 shows outlines of perspective view of the third application example of endoscope in this invention, figure 7 its block diagram. Figure 8 shows outlines of perspective view of the forth application example of endoscope in this invention.

Figure 9 shows its block diagram. Figure 10 to figure 13 show the fifth application example in this invention. Figure 10 shows side view of the application state, figure 11 explanatory sketch of self-cruising leg, figure 12 the plane view of the self-cruising leg, and figure 13 the cross-section of the self-cruising leg. Figure 14 to figure 16 show a deformed application of the self-cruising leg. Figure 14 shows perspective view of self-cruising leg motion, figure 15 the plane view of the self-cruising leg, and figure 16 the cross-section of the self-cruising leg. Figure 17 to figure 19 show cross-section of another self-cruising leg. Figure 20 shows outlines of perspective view to show another application state of the invention. Figure 21 show outlines of perspective view of another application of the invention as well. Figure 22 shows outlines of another application state. Figure 23 shows perspective view of the medical micro-robot. Figure 24 and figure 25 show its block diagram. Figure 26 shows another deformed application block diagram. Figure 27 shows perspective view of another medical micro-robot. Figure 28 show its block diagram. Figure 29 and figure 30 also show perspective view of another medical micro-robot. Figure 31 shows

perspective view of its enlarged end. Figure 32 and figure 33 show perspective view of robot in another deformed application.

1 ...Housing, 2 ...Objective lens, 11 ...LED, 12 ...Nozzle, 14 ...Tank, 15 ...Receiver, 21 ...Piezoelectric sensor, 25 ...Fan, 26 ...Motor, 38 ...Nozzle

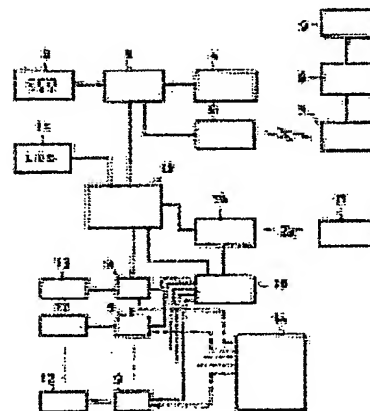
Written by: Atsushi Tsuboi, Patent Attorney



[Figure 1]

[Translated by number]

1 Housing 2 Objective lens 4 Control unit
5 CCD driving circuit 6 Image transmitter
9 Valve 12 Nozzle 13 Power supply
14 Compressed air tank 15 Receiver
16 Valve controller



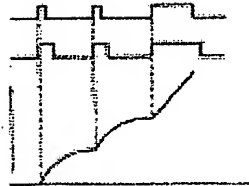
[Figure 2]

4 Control unit 5 CCD driving circuit
6 Image transmitter 7 Receiver outside the body
8 Image circuit 9 (upper) Monitor
9 (lower) Valve 12 Nozzle 13 Power supply
14 Tank 15 Receiver 16 Valve controller
17 Transmitter outside the body

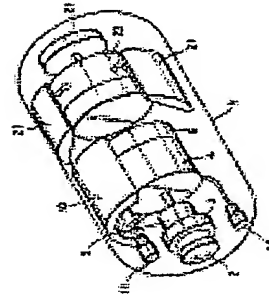
Valve driving signal

Valve opening angle (compressed air release time)

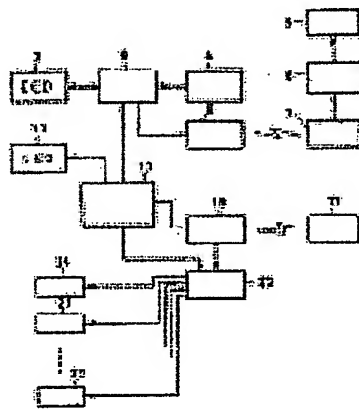
Moving distance of the housing



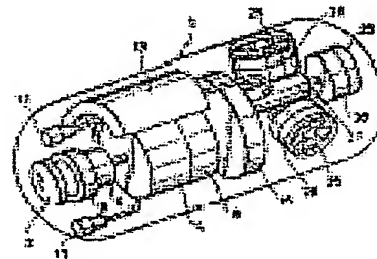
[Figure 3]



[Figure 4]

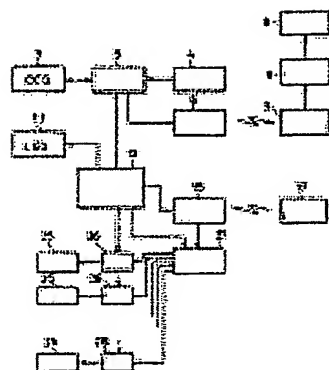


[Figure 5]

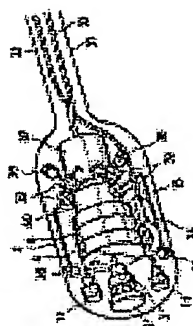


[Figure 6]

4 Control unit 5 CCD Driving unit 6 Image transmitter 7 Receiver outside the body 8 Image circuit
9 Monitor 13 Power supply 15 Receiver 17 Transmitter outside the body 21 Piezoelectric sensor
22 Piezoelectric sensor driving circuit

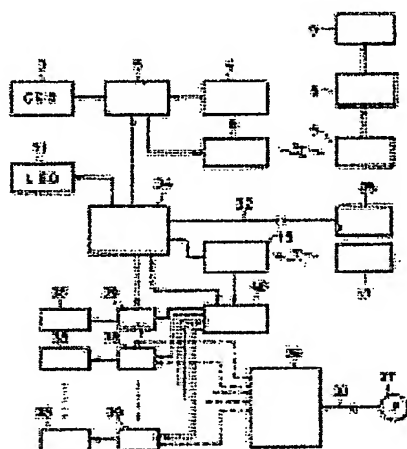


[Figure 7]

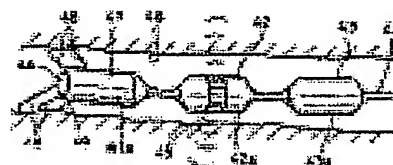


[Figure 8]

4 Control unit 5 CCD Driving circuit 6 Image transmitter 7 Receiver outside the body
8 Image circuit 9 Monitor 13 Power supply 15 Receiver 17 Transmitter outside the body 25 Fan
26 Motor 27 Motor driving circuit

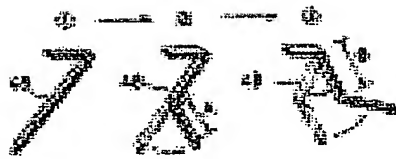


[Figure 9]

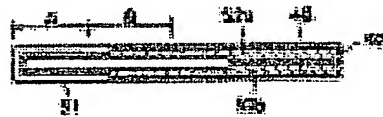


[Figure 10]

4 Control unit 5 CCD Driving circuit 6 Image transmitter 7 Receiver outside the body
8 Image circuit 9 Monitor 15 Receiver 17 Transmitter outside the body 34 Energy control unit
35 Power supply outside the body 36 Reserve tank 38 Nozzle 39 Valve 40 Valve controller



[Figure 11]



[Figure 12]



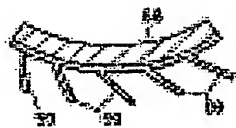
[Figure 13]



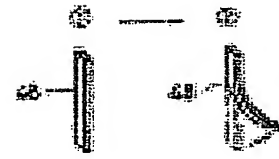
[Figure 17]



[Figure 18]



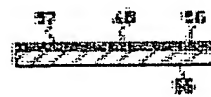
[Figure 19]



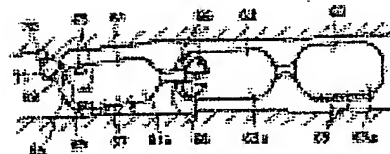
[Figure 14]



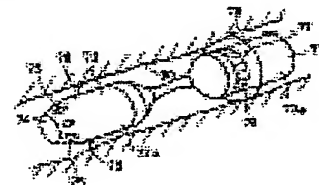
[Figure 15]



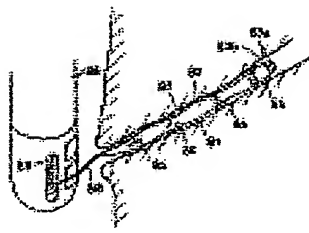
[Figure 16]



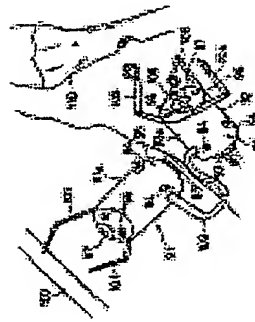
[Figure 20]



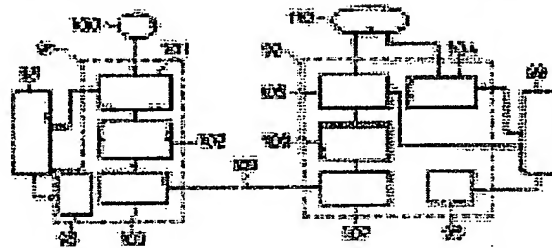
[Figure 21]

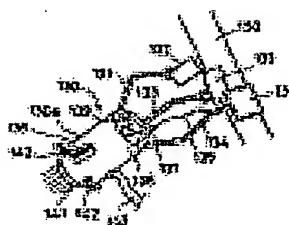


[Figure 22]

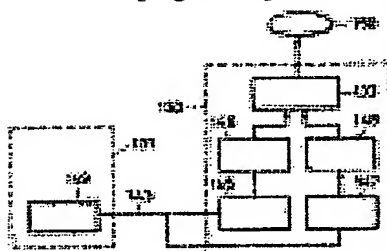


[Figure 23]



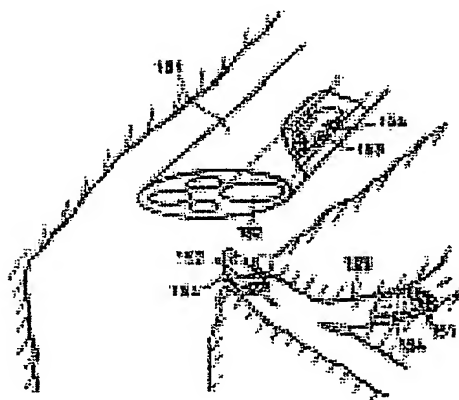


[Figure 27]

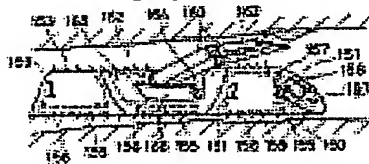


[Figure 28]

133 Manipulator 145 Protein film synthesis unit 146 Protein film outlet pump
147 Protein thread synthesis unit 148 Protein outlet pump 149 Composition separating unit
150 Artery

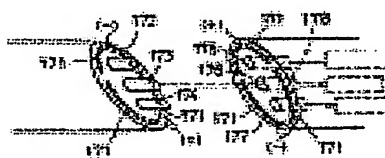


[Figure 29]



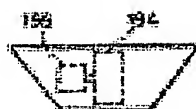
[Figure 30]

1 Battery 2 Transmitter

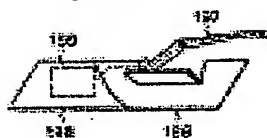


[Figure 31]

Driving unit
Inductive unit
Battery



[Figure 32]



[Figure 33]

1 Fluid storage tank

Continued from page 1:

(51) Int. Cl5		Classification code	In-house control No.
A 61 B	17/00	320	7807-4C
// A 61 B	8/14		9052-4C
A 61 F	2/06		7603-4C
	2/28		7603-4C
B 64 G	1/66	Z	8817-3D

- (72) Inventor Masakazu Gotanda
Olympus Optical Co., Ltd.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
- (72) Inventor Masahiro Kudo
Olympus Optical Co., Ltd.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
- (72) Inventor Yutaka Oshima
Olympus Optical Co., Ltd.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
- (72) Inventor Tsutomu Okada
Olympus Optical Co., Ltd.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
- (72) Inventor Akira Suzuki
Olympus Optical Co., Ltd.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
- (72) Inventor Eiichi Fuse
Olympus Optical Co., Ltd.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
- (72) Inventor Masaaki Hayashi
Olympus Optical Co., Ltd.
2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平4-144533

⑤ Int. Cl.⁵

A 61 B 1/00
5/14

識別記号

Z
3 0 0 A
3 0 0 Z

庁内整理番号

8117-4C
8932-4C
8932-4C※

⑬ 公開 平成4年(1992)5月19日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全15頁)

⑭ 発明の名称 内視鏡

⑮ 特 願 平2-268866

⑯ 出 願 平2(1990)10月5日

⑰ 発 明 者 安 達 英 之 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑰ 発 明 者 植 田 康 弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑰ 発 明 者 田 畑 孝 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑱ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑲ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡

2. 特許請求の範囲

カプセル状の本体と、この本体に設けられた観察用手段と、上記本体に設けられ異なる方向の慣性力を選択的に発生する第1の手段と、この第1の手段による慣性力の発生およびその慣性力の向きを切り換える第2の手段と、この第2の手段を制御する信号を受信する第3の手段と、この第3の手段への信号および上記観察手段からの画像信号をテレメトリ伝送する第4の手段とを具備し、上記本体を微小重力空間あるいは無重力空間に浮遊させて使用されることを特徴とする内視鏡。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、特に微小重力空間または無重力空間において使用する内視鏡に関する。

〔従来の技術〕

体腔内やエンジン・配管等の内部を検査する内

視鏡は、これまで種々のものが提案され、かつ使用されてきた。

しかし、この従来の内視鏡は、いずれも地球上で使用されることを前提としたものである。それ故、重力の影響を受け、視野方向や移動方向を遠隔的に操作して変更するためには、大きな操作力を必要としていた。したがって、大きな駆動力を有する動力源および操作伝達系等を構成しなければならなかった。また、それに応じて構造が複雑で大型化する。

〔発明が解決しようとする課題〕

ところで、近年、ロケットや宇宙ステーション等を利用して宇宙で人間が生活する機会が徐々に増えてきている。宇宙空間においても、生体や機器内の検査が必要となってくることが当然に予想される。

この場合、地球の引力圏から遠ざかるにつれ、重力は小さくなり、ついにはほぼ無重力空間になる。こうした環境における内視鏡の操作は、これまでの内視鏡のものとは異なる発想で考えなければ

ばならないが、未だ、そのような環境で使用されるべき内視鏡は、知られていない。

本発明は上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、微少重力空間または無重力空間において、検査等の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大が図れる内視鏡を提供することにある。

〔課題を解決するための手段および作用〕

上記課題を解決するために本発明は、カプセル状の本体と、この本体に設けられた観察用手段と、上記本体に設けられ異なる方向の慣性力を選択的に発生する第1の手段と、この第1の手段による慣性力の発生およびその慣性力の向きを切り換える第2の手段と、この第2の手段を制御する信号を受信する第3の手段と、この第3の手段への信号および上記観察手段からの画像信号をテレメトリ伝送する第4の手段とを具備し、上記本体を微少重力空間あるいは無重力空間に浮遊させて使用されることを特徴とする内視鏡である。

モニターで内視鏡が観察する視野像を写し出すようになっている。

また、本体1の先端壁部において、対物レンズ2の上下部位には照明手段としてのLED11が設けられている。

さらに、本体1の後端壁部の周囲には等角間隔でそれぞれ斜め側後方へ向いた複数のノズル12を形成してなり、この各ノズル12は個別にバルブ9を介してタンク14に接続されている。タンク14には圧縮空気が充填されている。各バルブ9は、受信部15によって操作されるバルブコントローラ16からの信号を受けて開閉するようになっている。受信部15は体外送信部17からの送信を受けて作動するようになっている。

上記画像送信部6から体外受信部7、または体外送信部17から受信部15への信号のテレメトリ伝送は、その環境に応じて使用可能な例えば無線や超音波等を利用した手段によって行われる。また、CCD駆動回路5、LED11、各バルブ9、受信部15、バルブコントローラ16などが

〔実施例〕

第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を示すものである。

第1図中1は内視鏡の本体であり、これは先端壁部と後端壁部とを球形、中間部を筒形としたカプセル形状となっている。この本体1の内部には後述するような種々の必要な部品が組み込まれている。そして、この内視鏡は微少重力空間または無重力空間において単独で浮遊するようになっている。

本体1の先端壁部にはその中央に位置して観察手段の対物レンズ2が設けられている。対物レンズ2の内側には固体撮像素子、例えばCCD3が設置されており、このCCD3には制御部4によって制御されるCCD駆動回路5を備えている。そして、CCD3は対物レンズ2を通じて結像する視野を撮像信号に変換する観察用手段を構成する。この信号は画像送信部6を通じて体外受信部7へ送信するようになっている。体外受信部7で受信した信号は映像回路8で映像信号に変換され、

必要とする電力は、電源（蓄電池）13から供給を受けるようになっている。

なお、第1図で示すように、上記タンク14は、本体1内中央に配置されている。本体1内のタンク14より先端側に位置して画像送信部6と制御部4が設置され、これの上側部には電源13が設置されている。また、受信部15は本体1の後端壁部に設置されている。

次に、上記構成の内視鏡の作用を説明する。微少重力空間あるいは無重力空間において、この内視鏡を患者の体腔内に入れる。体腔内において本体1は浮遊状態にある。この状態で本体1の姿勢を変えたり、前進させたりしたい場合、体外にある体外送信部17を操作して内視鏡の受信部15へ信号をテレメトリ伝送して操作する。受信部15で受けた信号の内容に応じてバルブコントローラ16は、所定のバルブ9の開放を短時間ずつ繰り返し、タンク14からの圧縮空気を単発的に繰り返し放出する。ノズル12から圧縮空気を単発的に放出するときの反動で本体1に慣性力（推

進力)が働く。そして、ノズル12からの噴出方向に応じて慣性航行、つまり、本体1の向きの変換および移動を行うことができる。なお、第3図はバルブ駆動信号、バルブの開放(圧縮空気の放出時間)、本体1の移動量の関係を示している。

しかして、この内視鏡によれば、微小重力空間または無重力空間において、本体1の向きを変換したり移動したりできるから、これによる検査の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大等が図れる。

なお、本体1の外面部にそれぞれ異なる向きの複数の測長センサを設け、慣性航行を行う場合、この測長センサによって回りの壁から本体1までの距離を逐次測定して位置を監視するようにしてもよい。また、例えば本体1の側面の上下左右それぞれに設けた測長センサによって各側方の障壁までの距離のそれぞれのデータの変化を求め、変化がない場合にはそのまま維持し、変化がある場合にはその変化データにより本体1の動く向きおよび程度を求め、その動きとは逆の慣性力を与えるようにしてもよい。

この実施例ではファン25を選択的に駆動することにより周囲の流体を巻き込んで吹き出し、その反動で本体1に対する推進力、姿勢制御を行うことができる。その他の構成や作用は上記第1の実施例のものと略同じである。

第8図ないし第9図は本発明の第4の実施例を示すものである。この実施例では本体1の後端から、可撓性チューブからなるケーブル31が導出し、このケーブル31内にはエネルギー伝送ライン32および加圧チューブ33が挿通案内されている。エネルギー伝送ライン32は本体1内のエネルギー制御部34と体外電源部35とを接続している。加圧チューブ33は本体1内の予備タンク36と体外にあるポンプ37とを接続している。さらに、本体1の外面部にはそれぞれ異なる位置または向きの複数のノズル38が設けられている。例えば本体1の比較的前部の外面の上下左右部位には垂直方向へ向けたノズル38を設け、本体1の比較的后部の外面には等角間隔で斜め側外方へ向けた複数のノズル38を設けている。そして、この各

第4図ないし第5図は本発明の第2の実施例を示すものである。この実施例では本体1の後部における上下左右と後端の各部位それぞれに超音波を発振する圧電素子21を設け、その発振する超音波によって本体1に慣性力(推進力)を与え得るようになっている。また、本体1内には受信部15で受けた信号によって操作される圧電素子駆動回路22が設けられ、上記圧電素子21を選択的に駆動するようになっている。そして、この第2の実施例においては、超音波によって推進力、姿勢制御を行うことができる。その他の構成や作用は上記第1の実施例のものと略同じである。

第6図ないし第7図は本発明の第3の実施例を示すものである。この実施例では本体1の後部における側面の3方向以上の部位と後端部位のそれぞれにファン25を設ける。この各ファン25はそれぞれのモータ26によって駆動されるようになっている。また、本体1内には受信部15で受けた信号によって操作されるモータ駆動回路27が設けられている。

ノズル38はそれぞれの電磁バルブ39を介して上記予備タンク36に接続されている。この予備タンク36には上記加圧チューブ33を通じて体外にあるポンプ37から常に加圧された流体が供給補充されている。電磁バルブ39は同じく本体1内に設置したバルブコントローラ40によって選択的に開放されるようになっている。また、バルブコントローラ40は、本体1内には受信部15で受けた信号によって操作される。その他の構成は上記実施例のものと略同様である。

この実施例では受信部15で受けた信号によって操作されるバルブコントローラ40で所定の電磁バルブ39を開放すると、予備タンク36からそれに対応したノズル38に加圧流体を供給して噴出する。そして、このときの反動で本体1に対する推進力、姿勢制御を行うことができる。また、各部へのエネルギーは体外電源部35からエネルギー伝送ライン32を通じて受け、エネルギー制御部34を通じて供給されている。その他の作用は上記第1の実施例のものと略同じである。

なお、内視鏡の本体を磁力によって慣性力を与え、推進や姿勢制御に利用することができる。つまり、本体に磁性体を付設し、これを磁場中に浮遊させるとともに、その磁場3次元的に変えることによって慣性力を与えるものである。

第10図ないし第13図は本発明の第5の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての血管内自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は第10図で示すように複数のカプセル部41、42、43を有し、一列に連結されている。最先端のカプセル部41における本体41aの先端には前方の視野2次元像を得る超音波式撮像素子44を設けている。中間のカプセル部42における周面には超音波素子45を全周的に設けて血管46の断面方向の超音波断層像を得ようになっている。最後端のカプセル部43はテレメトリ機能部品を組み込んでいる。また、この最後端のカプセル部43の後端からは回収用のケーブル47が導出している。

さらに、最先端のカプセル部41の前部におけ

る端側のA部が屈曲する。ついで、加熱が進むと、第11図③で示す状態にB部が屈曲する。このようにA部からB部へ順に曲げることにより自走用脚48の蹴り作用がなされるのである。また、自走用脚48の蹴り作動後、上記通電を止めると自然放熱して第11図①の状態に戻る。なお、上記部材51を1方向性の形状記憶合金で形成した場合には上記通電を止めた後、その部材51および絶縁膜53などの弾性復元力で第11図①の状態に戻るようにする。

しかして、この血管内自走式検査装置において、最先端のカプセル部41にある複数の自走用脚48に蹴り動作を行わせると、この各自走用脚48で血管46の壁面を後方へ蹴り、カプセル部41を前進させる。そして、最先端のカプセル部41における超音波式撮像素子44により前方の視野2次元像を得て観察するとともに、中間のカプセル部42における超音波素子45を使用して血管46の断面方向の超音波断層像を得る。また、これらの操作や観察等の情報は、最後端のカプセ

ル部43のテレメトリ機能によって処理する。これらを回収するにはケーブル47を引いて行うことができる。

なお、自走用脚48が蹴り動作をしていない場合には、その自走用脚48が側斜め前方へ延びてそれぞれの先端が血管46の内壁に当たり、カプセル部41、42、43を保持する。

この種の自走式検査装置としては簡単な構造で細くできるため、血管内はもちろんそれ以外の細い管腔内にも使用できる。また、自走用脚48の構造としては上記構成のものに限らず、第14図ないし第16図で示すようなバイメタル原理のものであってもよい。すなわち、これは帯状の樹脂製部材55の片面にループ状に形成した通電加熱用のニッケル層56を貼り付けてなり、ニッケル層56は電気的絶縁膜57によって覆われている。しかして、ニッケル層56に通電することによりそれを発熱させると、第14図①の直線的な状態から第14図②の湾曲する状態に変化する。つまり、跳ね動作を行なわせることができる。ま

た、上記通電を停止することで第14図①の直線的な状態に復帰する。これによれば、自走用脚48がマイクロ化することにより高速な応答が実現する。

また、自走用脚としてバイモルフ圧電素子を利用して構成するようにしてもよい。例えば、第17図ないし第19図は、その一例を示すものである。この例はバイモルフ圧電素子58の片面に複数の脚部59を間隔をあけて斜め後方へ向けて突設してなり、通常は第17図で示す状態にあるが、そのバイモルフ圧電素子58を第18図で示す湾曲状態と第19図で示す湾曲状態とを繰り返すことにより各脚部59を加振させる。しかして、この動きを利用してカプセルを、いわゆる猫じゃらし式に前進または後退させることができる。

第20図は本発明の第6の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての大腸用自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は複数のカプセル部61、62、63を有し、これらは一列に連結されている。最先端のカ

プセル部61における本体61aの先端には前方の視野を観察する対物レンズ64が設けられ、その内側に設けた図示しない撮像素子によって撮像するようになっている。また、対物レンズ64の周りには照明用窓65と処置具導出用孔（図示しない。）が設けられている。中間のカプセル部62は採取した試料を格納するもので、この前端面部には試料を取り込む複数の開孔66を有し、これより試料を吸引して採取するようになっている。最後端のカプセル部63はテレメトリ機能部品を組み込んでいる。

さらに、最先端のカプセル部61の下面には前進用の自走用脚67が設けられ、最後端のカプセル部63の下面には後退用の自走用脚68が設けられている。この各自走用脚67、68としては前述したような種々のものが利用できるが、その前進用と後退用のものとでは、その蹴る向きを逆にして配設する。

しかして、この大腸用自走式検査装置において、最先端のカプセル部61にある自走用脚67に蹴

り動作を行わせると、各カプセル部61、62、63が前進する。最後端のカプセル部63にある自走用脚68に蹴り動作を行わせると、各カプセル部61、62、63が後退する。また、最先端のカプセル部61によって照明しながら観察できるとともに、処置具導出用孔からマニピュレータ69を導出して処置できる。第20図ではスネアワイヤ70を利用してポリープ71を切除する状態を示している。中間のカプセル部62では試料を吸引して採取し、格納することができる。また、これらの操作や観察等の情報は、最後端のカプセル部63のテレメトリ機能によって処理する。なお、後退用自走用脚68を設けたので、これらを回収する溜めのケーブルを設けなくてもよい。

第21図は本発明の第7の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとして的小腸用自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は前後2つのカプセル部72、73を有し、これらは連結されている。最先端のカプセル部72における本体72aの先端には前方の視野を

観察する対物レンズ74が設けられ、その内側に設けた図示しない撮像素子によって撮像するようになっている。また、対物レンズ74の周りには照明用窓75と処置具導出用孔（図示しない。）が設けられている。後方のカプセル部73の本体73aの周面には全周的に配置した超音波素子76を設け、これによって周囲の組織の超音波断層像を得るようになっている。また、後方のカプセル部73には注排水用の孔77が設けられている。また、2つのカプセル部72、73の少なくとも一方にはテレメトリ機能部品を組み込んでいる。

さらに、最先端のカプセル部72の下面には複数の位置停止用脚78が設けられている。この位置停止用脚78は、必要な位置で外方へ拡がり、カプセル部72をその位置で停止させるようになっている。この脚78としては前述したような種々のものが利用できる。後方のカプセル部73の周囲にはバルーン79が設けられていて、膨らむことにより小腸80の壁に当たるようになっている。

る。しかして、この小腸用自走式検査装置の各カプセル部72、73は小腸80の蠕動運動で挿入されるものである。

また、これらの操作や観察等の情報は、上記テレメトリ機能によって処理する。

第22図は本発明の第8の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての細管腔内用自走カプセル81に係る。すなわち、この自走カプセル81は可撓性のある長尺な本体82を有してなり、その長尺な本体82の先端には観察用対物レンズ83aとその照明窓83aを設けている。また、長尺な本体82の周面の、前後にある間隔を置いて複数部位には上述したような構成の自走用脚84が全周囲にわたり設けられている。そして、この自走用脚84を作動させることにより長尺な本体82を細管腔内で自走させながら挿入させることができるようになっている。また、この自走カプセル81の後端には可撓性のケーブル86が接続されている。このケーブル86を通じて照明光や撮像信号(または

光像)等の伝送を行うようになっている。

そして、これを例えば胆管87に挿入する場合、自走カプセル81を内視鏡88のチャンネル89を通じて導入し、胆管87内に差し込んでから自走動作を行わせれば、その胆管87内に自走挿入させることができる。

第23図ないし第26図は、生体内部で治療を行うため、生体内に長時間留置するマイクロロボットを示している。第23図では2つの生体用マイクロロボット、つまり、血液採集ロボット91と骨補修ロボット92の例を示している。血液採集ロボット91は患者自身の血液を採集してその成分を分離する機能を持っている。骨補修ロボット92は上記成分を用いて骨を合成し、患者自身の骨を補修する機能を持っている。

具体的に述べれば、両方のロボット91、92とも、そのカプセル本体91a、92aには、前進用噴射口93と姿勢制御用噴射口94を有した推進装置95が設けられている。さらに、カプセル本体91a、92aには、照明窓96と観察窓

97が設けられていて、生体内を観察できるようになっている。この観察した情報、および上記各噴射口93、94の噴射動作の制御は、その各カプセル本体91a、92aに組み込んだテレメトリ機能で、生体外の外部操作装置98、99からの指令で逐行されるようになっている。血液採集ロボット91には、先端が注射針状にした血液採集用マニピュレータ101が設けられ、さらに、そのカプセル本体91a内には血液貯蔵タンク102、成分分離装置103が設けられている。上記推進装置95と血液採集用マニピュレータ101は外部操作装置98によって無線等を利用したテレメトリ伝送によって操作されるようになっている。成分分離装置103は、血液中よりカルシウム、リン、酸素等を分離する。

骨補修ロボット92には、骨切除用マニピュレータ104、骨綴り用マニピュレータ105、人工骨出口106とが設けられている。骨補修ロボット92のカプセル本体92a内には骨合成装置107とポンプなどからなる人工骨吐出装置

108が設けられている。推進装置95、骨切除用マニピュレータ104、骨綴り用マニピュレータ105は、外部操作装置99によるテレメトリ伝送によって操作されるようになっている。骨合成装置107では上記分離した元素からリン酸カルシウム系の物質を作り人工骨とする。

血液採集ロボット91の成分分離装置103と骨補修ロボット92の骨合成装置107とは物質輸送パイプ109によって連結されている。

上記血液採集ロボット91と骨補修ロボット92とのシステムをブロック的に示すと第24図で示すようになる。

しかして、この血液採集ロボット91と骨補修ロボット92とは、第23図で示すように生体内に長期間留置され、血液採集ロボット91により患者の血管100から血液を採取して貯蔵するとともに、その血液中から骨の合成に必要な成分を分離し、これを骨補修ロボット92の骨合成装置107に輸送し、補修に必要な人工骨を合成する。また、骨補修ロボット92は骨切除用マニピュレ

ータ104で患者の骨110の病変部を切除し、骨組み用マニピュレータ105で人工骨吐出装置108から受け取った人工骨で補修する。

上記各ロボット91, 92の動力も生体中から得るようにする。この手段の1例を第25図で示す。すなわち、血液採集ロボット91の成分分離装置111では、採集した血液中より、ぶどう糖($C_6H_{12}O_6$)と酸素(O_2)とを分離し、それぞれの貯蔵タンク112, 113に分離貯蔵しておく。そして、エネルギーが必要なとき、酸化分解装置114で酸化し、電気エネルギーを取り出す。この電気エネルギーで例えばモータ115等を駆動し、例えば推進装置116を操作駆動する。このように生体内からエネルギー源を入手するので、外部からの補給をする必要がなく、ロボットを長期に留置することが可能である。

また、生体から得る動力源として内燃機関であってもよい。第26図はこの場合の1例を示すものである。すなわち、血液中から酸素を分離する成分分離装置121とその酸素を貯蔵する酸素貯

蔵タンク122とを設ける。また、大便からメタンガスを分離する成分分離装置123とそのメタンガスを貯蔵するメタンガス貯蔵タンク124とを設ける。その酸素とメタンガスを燃焼して動作する内燃機関125を設けてなるものである。そして、エネルギーが必要なとき、その内燃機関125を作動してメタンガスを酸化して熱エネルギーを取り出す。これで、例えば推進装置126を駆動する。

なお、上記例では骨の補修についての場合であったが、血管の補修についても同じように利用できる。第27図はその場合の血管補修用ロボット130を示す。血液採集用ロボット131については上記同様なものである。

この血管補修用ロボット130は、そのカプセル本体130aに人工シート132の把持および操作用マニピュレータ133、縫合針操作用マニピュレータ134、たんぱく糸135を繰り出す吐出口136、人工シート(タンパク膜)132を出す取出し口137等が設けられている。また

照明窓138や観察窓139も設けられている。また、カプセル本体130aには前進用噴射口141と姿勢制御用噴射口142を有した推進装置が設けられている。

さらに、カプセル本体130aの内部には、第28図で示すように、血液採集用ロボット131から輸送パイプ143を通じて得た成分を利用してタンパク膜を合成するタンパク膜合成装置145、たんぱく膜を吐出するポンプ146、タンパク糸を合成するタンパク糸合成装置147、タンパク糸を吐出するポンプ148が設けられている。

しかして、血液採集用ロボット131ではその成分分離装置149において、採集した血液中からタンパク質を分離する。血管補修用ロボット130ではそのタンパク質の輸送を受けてタンパク膜たる人工シート132とタンパク糸135を合成し、ポンプ146, 148でそれぞれを必要に応じて送り出し、必要に供する。この動作は無線等を利用したテレメトリ伝送によって制御され

る。

血管補修用ロボット130は、その操作用マニピュレータ133と縫合針操作用マニピュレータ134を用いて血管150の例えば動脈瘤等に人工シート132を縫い付けて補修する。しかし、消費材である人工シート132とタンパク糸135は生体内で入手でき、外部からの補給は不要である。したがって、長期間、生体内で機能させることができる。エネルギー源についても上記例の通りである。

第29図ないし第31図は他の方式の医療用体内ロボットを示すものである。すなわち、この医療用体内ロボットは分離された複数のマイクロロボット部151, 152, 153からなる。各マイクロロボット部151, 152, 153はその外面に前述したような走行用脚154がそれぞれ設けられていて、この走行用脚154を駆動することにより腹腔内を独立して走行できるようになっている。この走行用脚154として、例えばマイクロロボット部本体の外周に環状に配置した圧

電素子に斜めに取り付けた剛毛からなり、その圧電素子の振動パターンに応じて前進または後退させ得るようになっている。また、前述したような走行用脚の方式を用いてもよい。

また、各マイクロロボット部151、152、153にはテレメトリ伝送用の受信装置155、走行用脚154のための駆動回路156が設けられている。さらに、第1のマイクロロボット部151には、LED等からなる照明手段157、対物レンズ158や撮像素子159等からなる観察手段160、送信装置161、誘導装置162が組み込まれている。撮像素子159で信号化した撮像信号は送信装置161で体外の受信装置に伝送される。また、誘導装置162は後続のマイクロロボット部152、153に、例えば電波を発生して誘導信号を送る。第2のマイクロロボット部152には、生体処置用のマニピュレータ163を導出自在に格納する格納室164、マニピュレータ163を操作する駆動用モータ165、格納室164の開口部を開閉自在に覆う開閉カバ

る。また、凹部コネクタ176には受光素子178が設けられていて、これらLED173と受光素子178により前側のマイクロロボット部151、152の誘導信号で後方側のマイクロロボット部152、153の近距離になったとき、互いの軸線を合わせて正確に位置決めするようになっている。

しかして、これらを使用する場合、各マイクロロボット部151、152、153は内視鏡181のチャンネル182を通じて例えば胆管等の目標体腔183の入り口に出る。そして、目標体腔183に最初のマイクロロボット部151を遠隔操作で送り出し、自走させて挿入前進させる。ここで、病変部を診断し、治療に適した次のマイクロロボット部152を送り込む。さらに、治療に時間がかかりそうな場合は、大容量の電源を供えたマイクロロボット部153を送り込む。

なお、第32図と第33図は他の形式のマイクロロボット部を示す。第32図で示すマイクロロボット部は観察や走行などの用途に使用する超音

波振動子168等が組み込まれている。第3のマイクロロボット部153には、電源169等が組み込まれている。さらに、これらのマイクロロボット部151、152、153は通常独立して外部の制御手段からの無線等による信号を受けて体腔内を移動するが、第30図で示すように互いに連結して一体化(合体)できるようになっている。そして、エネルギーや信号の交換ができるようになる。

このための具体的な手段の一例を第31図で示す。すなわち、斜めの各結合端面には3分割された電磁石171が付設されており、それぞれの極性は対応するものと逆になっている。したがって、ドッキングの際に位置ずれを起こさない。さらに前方側の結合端面には電気信号伝送用コネクタ172、LED173、電源コネクタ174が突出して設けられ、後方側の結合端面にはそれらに対応した凹部コネクタ175、176、177が設けられている。電気信号伝送用コネクタ172は互いの駆動回路を接続する。電源コネクタ174は互いの電源を接続するようになっている。

波振動子194と駆動用モータ195を追加した構成のものである。第33図で示すマイクロロボット部196は注射針197を備え、これに連結されるマイクロロボット部198には薬液タンク199を備えたものである。

〔発明の効果〕

以上説明したように本発明の内視鏡によれば、微少重力空間または無重力空間においての使用に適し、その検査等の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大が図れる。

4. 図面の簡単な説明

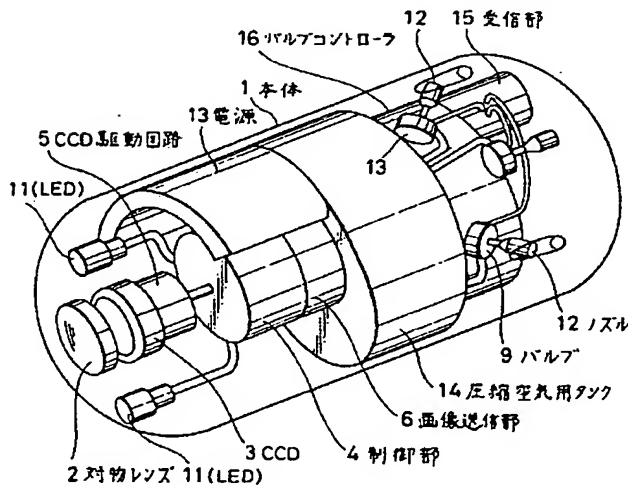
第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を示し、第1図はその内視鏡の概略的な斜視図、第2図はその構成を示すブロック図、第3図は駆動時のタイムチャートである。第4図は本発明の第2の実施例の内視鏡の概略的な斜視図、第5図はその構成を示すブロック図である。第6図は本発明の第3の実施例の内視鏡の概略的な斜視図、第7図はその構成を示すブロック図である。第8図は本発明の第4の実施例の内視鏡の概略的な斜視

図、第9図はその構成を示すブロック図である。第10図ないし第13図は本発明の第5の実施例を示し、第10図はその使用状態における側方から見た図、第11図は走行用脚の動作説明図、第12図はその走行用脚の平面図、第13図はその走行用脚の断面図である。第14図ないし第16図はその走行用脚の変形例を示し、第14図はその走行用脚の動作を示す斜視図、第15図はその走行用脚の平面図、第16図はその走行用脚の断面図である。第17図ないし第19図は他の走行用脚の断面図である。第20図は他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第21図はさらに他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第22図はさらに他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第23図は医療マイクロロボットの斜視図、第24図ないし第25図はそのブロック構成図である。第26図は他の変形例を示すブロック構成図である。第27図は他の医療マイクロロボットの斜視図、第28図はそのブロック構成図である。第29図および第30図はさらに他

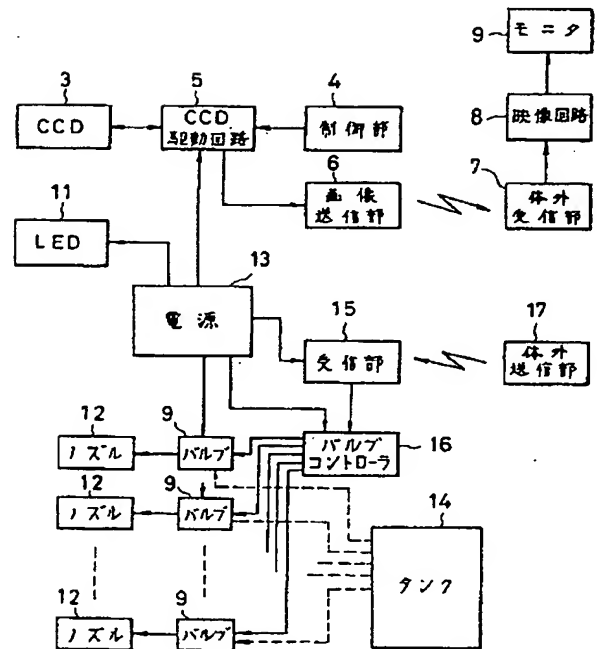
の医療マイクロロボットの斜視図、第31図はその端面部分の拡大した斜視図、第32図と第33図は他の変形例を示すロボットの斜視図である。

1…本体、2…対物レンズ、11…LED、12…ノズル、14…タンク、15…受信部、21…圧電素子、25…ファン、26…モータ、38…ノズル。

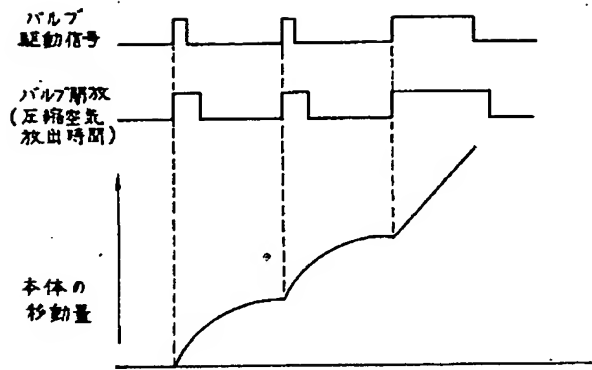
出願人代理人 弁理士 坪井 淳



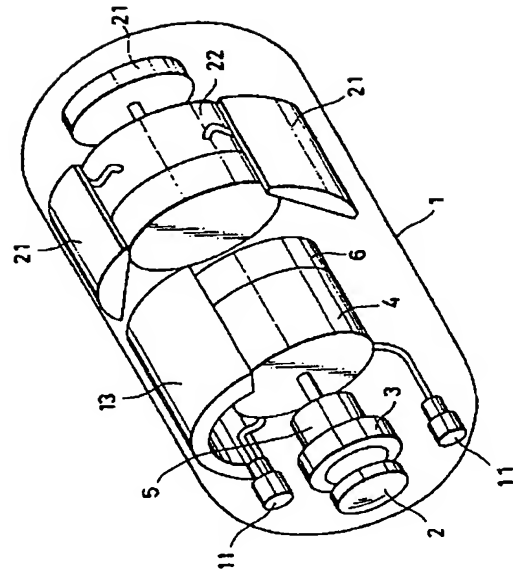
第 1 図



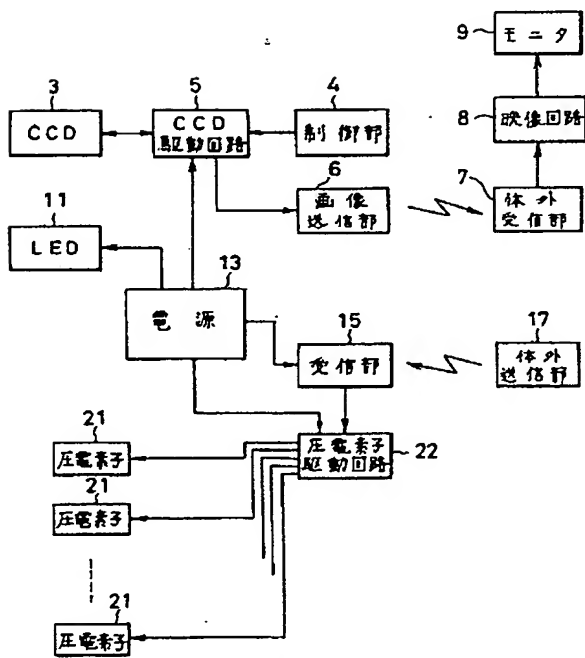
第 2 図



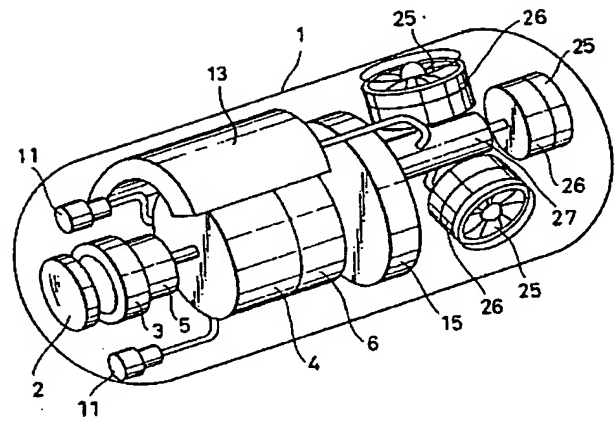
第 3 図



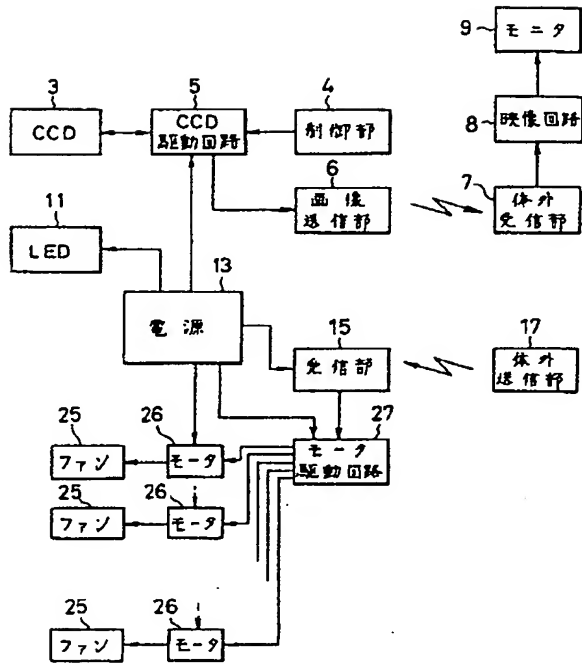
第 4 図



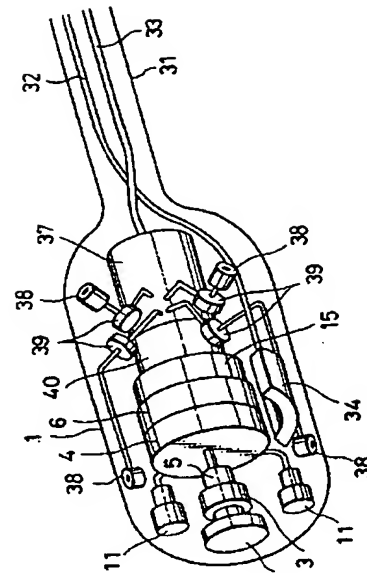
第 5 図



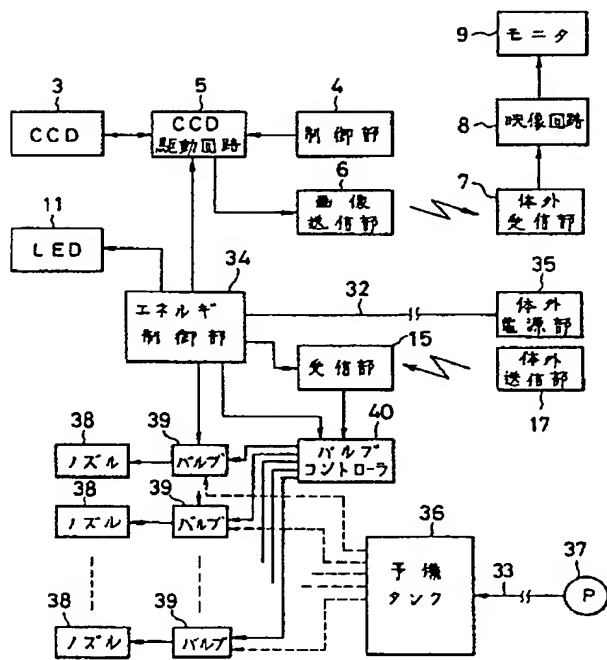
第 6 図



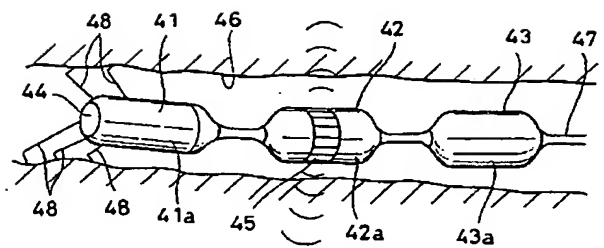
第 7 図



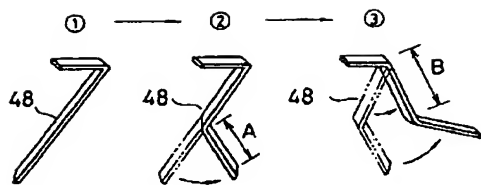
第 8 図



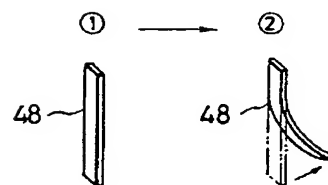
第 9 図



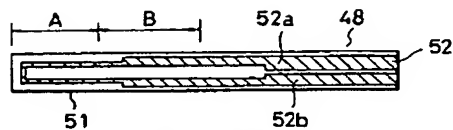
第 10 図



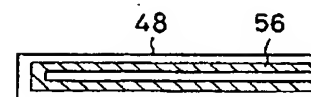
第 11 図



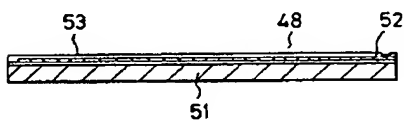
第 14 図



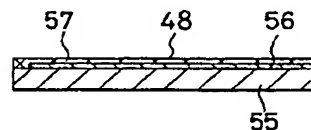
第 12 図



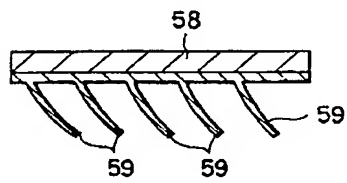
第 15 図



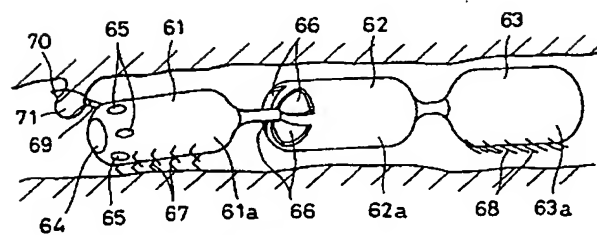
第 13 図



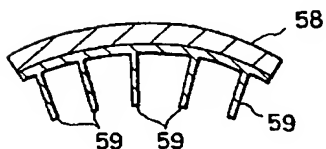
第 16 図



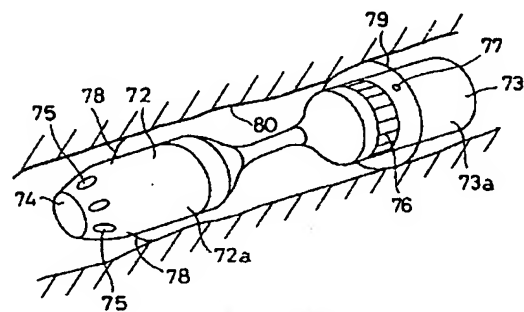
第 17 図



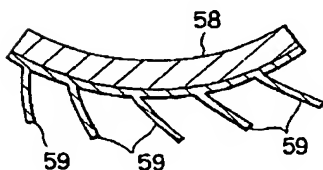
第 20 図



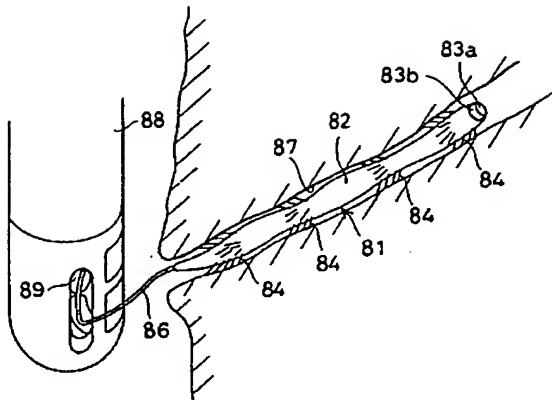
第 18 図



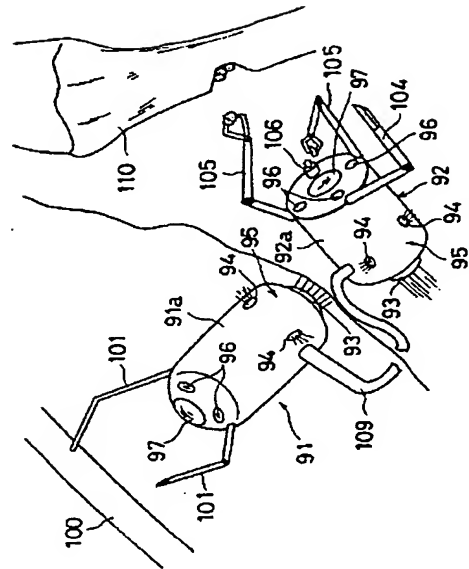
第 21 図



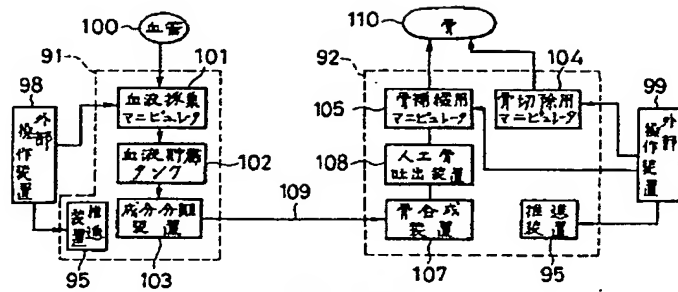
第 19 図



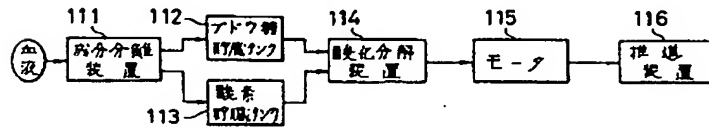
第 22 図



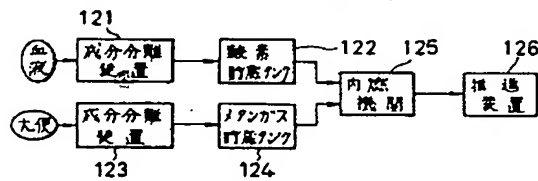
第 23 図



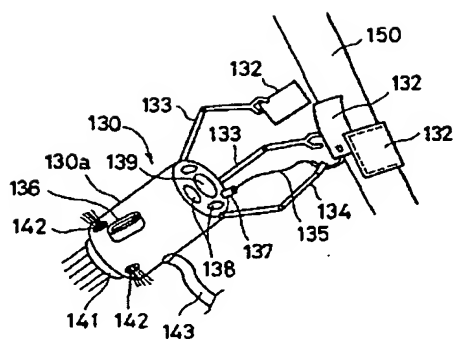
第 24 図



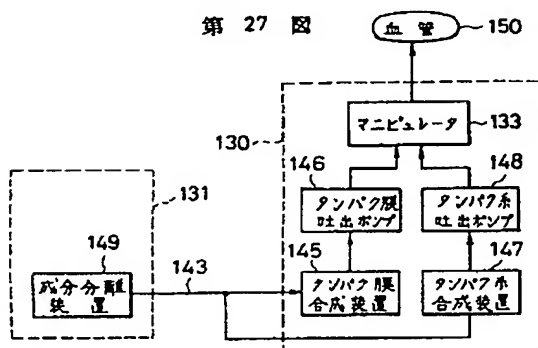
第 25 図



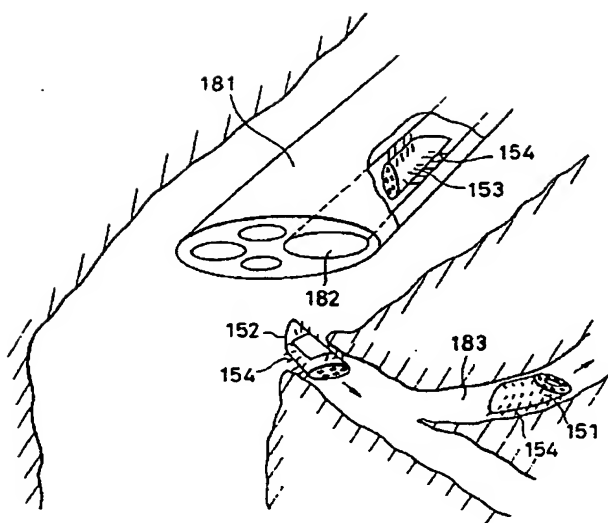
第 26 図



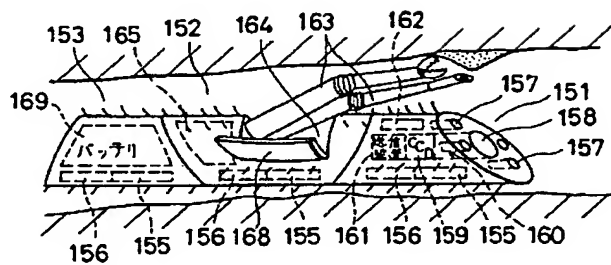
第 27 図



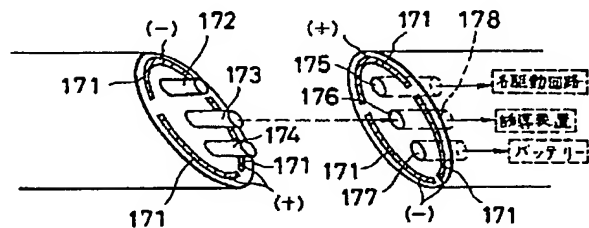
第 28 図



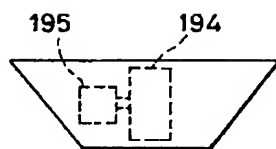
第 29 図



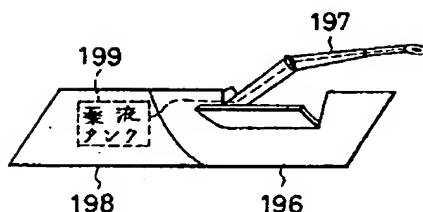
第 30 図



第 31 図



第 32 図



第 33 図

第 1 頁の続き

⑤Int. Cl. ³		識別記号	庁内整理番号
A 61 B	17/00	3 2 0	7807-4C
// A 61 B	8/14		9052-4C
A 61 F	2/06		7603-4C
	2/28		7603-4C
B 64 G	1/66	Z	8817-3D
⑦発明者	五反田 正一		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	工藤 正宏		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	大島 豊		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	岡田 勉		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	鈴木 明		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	布施 栄一		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	林 正明		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☒ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.